الفصل الحادي والثلاثون

أجهزة تفتيت الحصى
LITHOTRIPTORS

(٣١,١) مشكلة مرض الحصاة
The Stone Disease Problem

إن مرض حصى الكلية هو من أقدم الأمراض المعروفة للإنسان. يحدث هذا المرض عندما يُصبح البول، ولأسباب متعددة، مشبع لدرجة كبيرة جداً بأملاح محددة والتي يمكن أن تتبلور خارج المحلول مُشَكِّلةً مادة شبيه بالحصاة. النوع الأكثر معرفة من الأنـواع الأربعة للحصى هي أملاح الكالسيوم ٧٠٪، وتتركب إما من أوكسالات الكالسيوم وإما فوسفات الكالسيوم أو توليفات من كلا الملحين. تُعرف ٢٠٪ أخرى من الحصى بحصى مصفوفة (Matrix stones) وتتألف من فوسفات أمونيوم المغنيزيوم، وتترافق عادة مع عدوى، وفوسفات الكالسيوم. تتألف ٩٪ من الحصى من حمض اليوريك كما يتألف ١٪ منها من السيستين.

تعتمد ذوبانية الحصى كثيراً على نوع الحصاة. من المستحيل أن تذوب حصى أوكسالات الكالسيوم في موضعها. وبشكل مشابه، من الصعب أن تذوب حصى فوسفات أمونيوم المغنيزيوم وغالباً ما تتكرر إلا إذا تم إزالة جميع أجزائها بشكل كامل. تُشكل محاولات إذابة الحصاة بالتروية المباشرة من خلال قثطار بطريق الجلد خطر عدوى كبير وقد تؤدي إلى فشل كلوي.

إن أمراض الحصى في المسلك البولي والصفراوي شائعة. كما أنها تُسبب ألم شديد وقد تؤدي إلى فشل كلوي من خلال عدوى المسلك البولي. تم تجريب العديد من أشكل المعالجة بتقنيات الجراحة والمُداخلة مما أدى إلى ازدياد بشكل كبير في نجاح المعالجة وبالتالي تخفيض في المخاطر. يتم اللجوء إلى الجراحة عندما يكون من غير المحتمل مرور الحصى إلى خارج الجسم أو عندما لا يمكن ضبط العدوى أو الألم. يعتمد شكل المُداخلة الجراحية على نوع وقياس وموقع الحصاة. رَكَزَ البحث عن الطرائق غير الباضعة وذات الفعالية الأكبر على استخدام الطاقات الميكانيكية والصوتية لتدمير الحصاة وأدى البحث إلى إنشاء عدة أشكال لتفتيت الحصى (Lithotripsy كلمة يونانية تعني "طَحن الحصاة").

أُستخدمت الأمواج فوق الصوتية المستمرة في التجارب القديمة من أجل التدمير غير التلامسي للحصاة الصفراوية وحصى المسلك البولي. تم تحقيق تدمير فعال للحصى بِشِدَّات حتى ١٨ وات/سنتمتر مربع وحتى زمن ٣٠ دقيقة وبترددات من ١٠٠ كيلوهرتز حتى ١,٥ ميغاهرتز. إلا أنها سببت إلى أذىً خطيراً عندما طُبِقَت على النسج الحية. لذلك توقفت هذه التجارب بسبب المخاطر المتعلقة بالإجراء (Reichenberger, 1988).

أخيراً نجحت الطريقة غير الباضعة باستخدام أمواج الصدم الصوتية المُركزة بتحطيم حصى الكية والحالب. كانت مقالة (Hausler and Kiefer, 1970) وطلب براءة الاختراع من شركة (Dornier Medical Systems GmbH) الألمانية أول منشورة تشرح هذه الفكرة. استمرت الأبحاث الأنبوبية وأبحاث الحيوانات ما يقارب العشرة سنوات قبل إمكانية معالجة أول مريض وذلك بالتعاون بشكل رئيسي مع شركة (Dornier Medical Systems GmbH) الألمانية و(Klinikum Groβhadern) في ميونخ. لَخَصَ (Chaussy et al, 1980) الطرائق المستخدمة وكذلك النتائج التي تم الحصول عليها.

اكتسبت طريقة تفتيت الحصى بموجة الصدم من خارج الجسم (ESWL) قبول عالمي خلال سنوات قليلة وتعتبر هذه الطريقة حالياً الطريقة المُفَضَلة لمعالجة حصى الكلية والحالب. إن طريقة ESWL هي علاج غير باضع يهدف إلى تفكيك حصى المسلك البولي بمفاهيم الأمواج الصوتية المُركزة مما يسمح بإزالتها عن طريق المسالك الطبيعية. عولج ملايين المرضى عالمياً باستخدام تقنية جهاز Dornier الأساسي لتفتيت الحصى منذ تم تقديمه وحتى هذا اليوم.

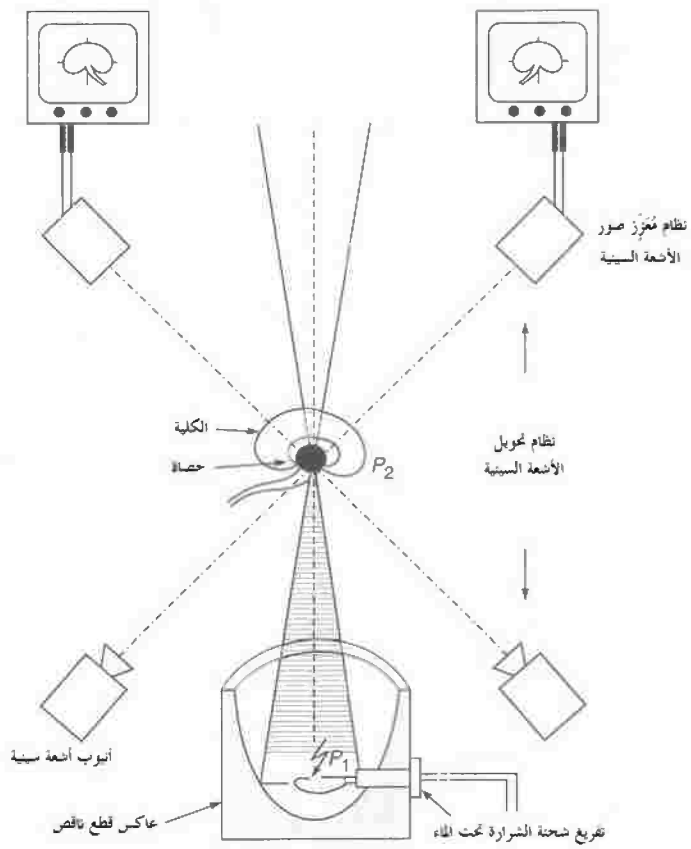
(٣١,٢) أول آلة تفتيت حصى
First Lithotriptor Machine

تتألف أول آلة تفتيت حصى من شركة Dornier للأنظمة الطبية، الرائدة في مجال تفتيت الحصى، من حوض ماء دافئ كبير مع الكترودات تحت الماء (مولد شرارة spark plug) وعاكس على شكل قطع ناقص عند قاعدة الحوض. يؤمن الماء ترابط صوتي إلى المريض بحيث تخترق الأمواج الصوتية المتولدة في الماء النسج ولا تنعكس من الجلد. وباعتبار أن موجة صوتية وحيدة متولدة في مُفتت الحصى تكون ذات مطال عالي، مقارنة مع تلك الأمواج المتولدة في أجهزة التشخيص الطبية فوق الصوتية العادية، فإنها تنتشر بشكل مُمَيَّز. يتم إنتاج موجة الصدم عندما يحدث تفريغ شحنة بين القطبين تحت الماء (الشكل رقم ٣١,١).

تُنتج الطاقة المطروحة في الماء، من عملية تفريغ الشحنة الكهربائية، فقاعة بلاسما (غاز مُؤيَّن) عالية الحرارة وسريعة الانتشار والتي فيما بعد تنهار مُصدِرَةً موجة صدم. تُرَكَّز هذه الموجة، والتي تنتشر خارج فجوة الإلكترود، باستخدام عاكس نحاسي مُفَرَغ على شكل نصف قطع ناقص. وباعتبار أن للقطع الناقص محرقين، فإن الموجة الكروية المتولدة في أحد المحرقين سوف تتركز بعد الانعكاس على المحرق الثاني. إن نقطة توليد موجة الصدم هي النقطة P_1 من القطع الناقص والذي يُشكل نصفه عاكس قاعدة الحوض المائي. يتم تكثيف الطاقة عند المحرق الثاني

P_2 للقطع الناقص من خلال تركيز أمواج الصدم حيث يتوافق حجم طاقة موجة الصدم مع حجم رأس الإصبع أي تقريباً ١٥ ميليمتر مربع. تقع هذه النقطة، في آلة Dornier، على مسافة ١٥ سنتمتر فوق طرف القطع الناقص.

يُحَرَّك المريض، والذي يكون مغمور جزئياً في حوض الماء، على مسند هيدروليكي حتى تتوضع الحصاة بشكل صحيح عند المحرق الثاني للقطع الناقص باستخدام التنظير الفلوروسكوبي ثنائي المستوى. يستخدم مُفَتِّت الحصى Dornier نظام تَوَضُّع ذو نظامي أشعة سينية مستقلين وبمحاور منفصلة. تتم مشاهدة حزم الأشعة السينية المتعامدة، الصادرة من أنابيب الأشعة السينية المتوضعة تحت حوض الماء، باستخدام مُعَزِزَّي صورة هاجعين على بطن المريض، وتُظهَر الصور الناتجة على مونيتورين. إن نقطة تقاطع محورَي حزمتي الأشعة السينية هي المحرق الثاني لعاكس موجة الصدم، وتكون الحصاة متمركز بشكل صحيح عندما تظهر بنفس الموضع على كلا المونيتورين حيث يُشار إلى ذلك من خلال خطوط تقاطع كل نظام أشعة سينية.



الشكل رقم (٣١,١). بنية مفتت حصى الكلية المُحرض من خارج الجسم والمزود بنظام موضِع بالأشعة السينية ثنائي مدمج. عن (after Chaussy et al, 1980).

من المحتمل أن تتفتت الحصاة بفعل قوى الإجهاد والقص المتولدة فيها من سلسلة أمواج الصدم، إضافة إلى تدخل آليات أخرى مثل الظاهرة المعروفة باسم "التَكَهُف". تتحمل حصى الكلية عموماً إجهاد انضغاط حتى ٨ ميغا باسكال تقريباً وإجهاد توتر حتى ٠,٦ ميغا باسكال تقريباً. تبلغ القيمة المقاسة لذروة الضغط الموجب (انضغاط) في الماء والناتجة عن موجة صدم واحدة تقريباً ٤٠ ميغا باسكال عند المحرق. يتبعها بسرعة، تقريباً بعد ٥ ثوان، ذروة ضغط سالب (فك- انضغاط) بقيمة ١٠ ميغا باسكال تقريباً.

ورغم عدم إمكانية قياس الضغوط عند النسج، فمن المتوقع أن تكون ذروتي الضغط هاتين على الأقل ٥٠٪ أصغر؛ بسبب تخامد الموجة الناتج عن النسج. وبذلك من المُحتمل أن يتفتت جزء من الحصاة بالانضغاط عند دخول الموجة إلى الحصاة. تتمكن موجات الضغط الأقل من ٨ ميغا باسكال من أن تنتقل داخل الحصاة وبالتالي قد تنعكس داخلياً عندما تقابل السطح بين الحصاة والنسيج. يؤدي هذا النوع من الانعكاس إلى توتر ضمن الحصاة وبالنتيجة إلى تفتتها.

يتعلق قياس الأجزاء المتفتتة بعملية الانعكاسات الداخلية كثيراً بثابت تلاشي شكل موجة الضغط، حيث تَصغُر هذه الأجزاء مع الهبوط الأسرع للضغط بعد ذروة الضغط. تؤدي موجة الانعكاس الداخلي، ذات ذروة الضغط الموجب بقيمة ٨ ميغا باسكال مع تلاشي أُسِّي للضغط بثابت زمني ٢ ميكرو ثانية، إلى أجزاء متفتتة بسماكة بمرتبة ١ ميليمتر. يمكن تخمين سرعة الأجزاء المتفتتة بنفس شكل موجة الضغط حيث تَبَيَّن أن مرتبة هذه السرعة هي ١ متر/ثانية. ومن الواضح أن المحافظة على صِغَر الثابت الزمني لشكل موجة الضغط (أقل من ٢ ميكرو ثانية) يفيد في تخفيض كلاً من طاقة وقياس الأجزاء المتفتتة. من المحتمل أن تُفيد الضغوط ذات الذروات الأصغر في تفتيت الحصاة وببساطة بالتوتر الناتج ضمن الحصاة بالانعكاس الداخلي لموجة ضغط مناسبة، إلا أن ذلك قد يتطلب استخدام موجات صدم متعددة.

(٣١,٣) أنظمة تفتيت الحصى الحديثة

Modern Lithotriptor Systems

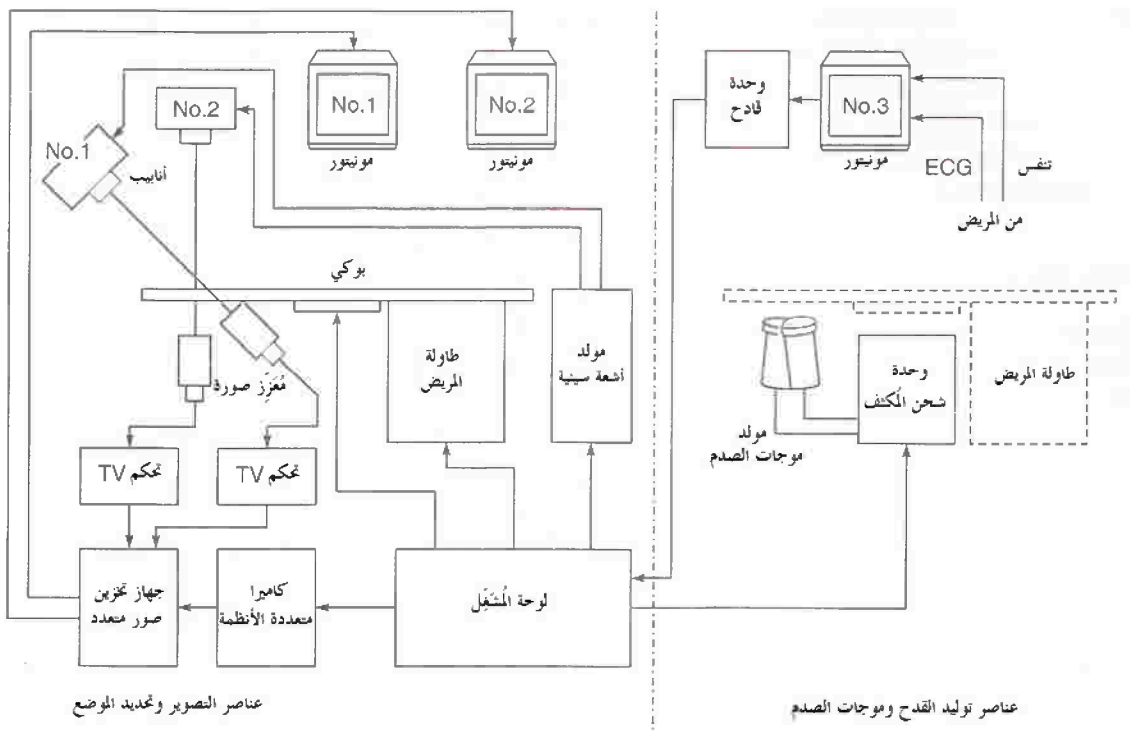
إن للجيل الأول من مفتتات الحصى الكهربائية الهيدروليكية عدة سيئات رئيسية. كانت الآلات القديمة مُكلفة التركيب والتشغيل نسبياً كما تطلبت إمكانيات ومعالجة مخصصة. إضافة إلى ذلك، كان استخدام هذه الأنظمة مؤلماً وتَطَلَبَ التخدير العام مما أدى بقاء المريض لفترة طويلة وارتفاع الكلف الإجمالية.

تتصف الآلات الحديثة عن سابقاتها بميزات إكلينيكية. أدى كلاً من تكامل قياسات متعددة للعاكس وضبط الجهد وخرج الطاقة إلى سهولة أكبر في الاستخدام وتعديل مؤشرات المعالجة من أجل زيادة فعالية المعالجة وتخفيض إزعاج المريض.

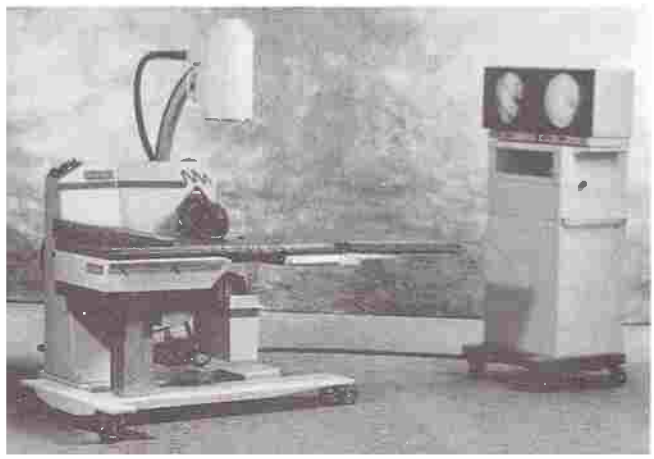
تختلف آلات تفتيت الحصى بموجة الصدم المتوفرة حالياً في السوق بالنسبة إلى عدة عوامل تشغيلية مثل مصدر الطاقة ونظام التركيز ونظام تحديد موضع الحصاة. إن الأجزاء الرئيسية لمفتت الحصى هي بشكل عام:

- مصدر موجة الصدم المُركزة.
- وسائل الترابط الصوتي لموجة الصدم مع الجسم.
- أنظمة التصوير لتحديد موضع الحصاة وضبط المعالجة.
- طاولة المرض، حيث تكون إما طاولة المريض أو مصدر موجة الصدم متحركة بشكل ثلاثي الأبعاد.
- نظام من أجل قياس ومراقبة المتغيرات الفيزيولوجية.
- توليد القدح ونظام التحكم.

يبين الشكل رقم (٣١,٢) مخططاً توضيحياً لنظام تفتيت الحصى، أما الشكل رقم (٣١,٣) فهو صورة لموقع إكلينيكي تُبين نظام تفتيت الحصى في الاستخدام.



الشكل رقم (٣١,٢). مخططاً صندوقياً لنظام تفتيت الحصى مع تصوير بالأشعة السينية ثنائي المستوى.

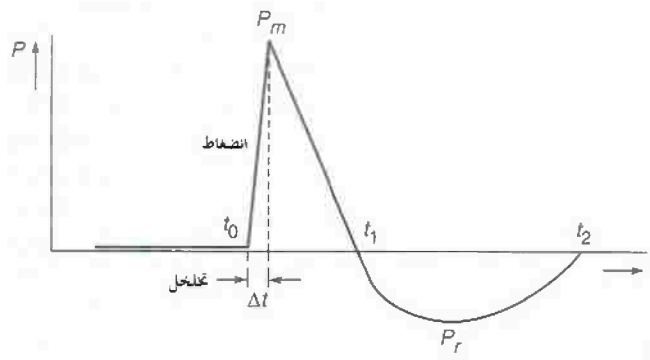


الشكل رقم (٣١,٣). صورة لنظام تفتيت الحصى. عن (Courtesy: M/s Medispec Ltd.).

(٣١,٣,١) مصدر موجة الصدم الصوتية المُركَزة Focused Acoustic Shock-wave Source

إن أمواج الصدم المُركزة ضرورية لعملية تفتيت الحصاة من خارج الجسم وتحتاج، اعتماداً على التصميم المحدد للجهاز، إلى ضغوط محرقية من ١٠-١٠٠ ميغا باسكال تؤثر على حجمٍ محرقيٍ على شكل السيجارة يبلغ قطر مقطعه العرضي ٢-٨ ميليمتر تقريباً وطوله ٢٥-٥٠ ميليمتر تقريباً.

تتولد موجات الصدم هذه من مصدر خارج الجسم وتنتقل كموجات نبضية طولية عبر وسط الترابط السائلي ونسج الجسم إلى الهدف والذي هو الحصاة المرغوب تدميرها. إن موجات الصدم هي ظواهر صوتية غير متناغمة وغير خطية وتتصف بتغير شديد الانحدار في مطال الضغط وهو ما يعرف بجبهة الصدم. من المستحسن عموماً أن تُبدي موجة الصدم المثالية، من أجل تفتيت الحصى من خارج الجسم، جبهة صدم في الجزء الانضغاطي من النبضة فقط حتى ذروة الضغط يليها تلاشي (الشكل رقم ٣١,٤).



الشكل رقم (٣١,٤). توضيح لنبضة موجة الصدم الصوتية.

يترافق هذا الانضغاط، وفقاً لمبادئ الفيزياء العامة، مع تخلخل. إن المؤشرات المُمَيزة لموجة الصدم هي قيمة ذروة الضغط وفترتي الانضغاط والتخلخل وزمن صعود الضغط Δt. يجب أن يكون لموجة الصدم مطال عالي بشكل كاف للضغط الموجب ومطال منخفض للضغط السالب.

يجب أن تكون أمواج الصدم في تفتيت الحصى مُركزة بشكل قوي من أجل المحافظة على منطقة التفاعل مع النسج أو الحصى في المنطقة ذات الاهتمام والمحددة مسبقاً بحيث لا تتأثر أية نسج أمام أو خلف أو قريبة من منطقة الهدف. تكمن الإجابة التقنية لهذا السؤال باستخدام أنظمة فتحة كبيرة تنشر طاقة موجة الصدم فوق منطقة دخول جلدية كبيرة. يقوم النظام، بنفس الوقت، بتكثيف الطاقة الصوتية بدقة إلى حجم محرقي صغير بمقطع عرضي ذو قطر يساوي بضعة مليمترات. تستخدم الأنظمة الحديثة زوايا فتحة من ٨٠ إلى ٩٠ درجة لتأمين المؤشرات المرغوبة للمجال. تتوفر مسافات محرقية تصل حتى ١٦,٥ سنتمتر، اعتماداً على نوع العَرَض، من اجل معالجة البُنيات العميقة مثل الكلى وحصى الحالب.

لا يوجد حتى الآن معيار لتعريف "شدة" أمواج الصدم. إلا أنه ولأهداف المقارنة والجرعة فقد تبين أن "كثافة تدفق الطاقة" مقاسة بالميلي جول لكل ميليمتر مربع تكافئ لدرجة كبيرة الفعالية الإكلينيكية. من المهم إكلينيكياً أن تكون أجهزة موجة الصدم قادرة على التعديل الدقيق لطاقة موجة الصدم المُقَدَمة. لا يمكن للتقنية الكهربائية الهيدروليكية أو فجوة الشرارة أن تؤمن نبضات موجات صدم ذات طاقة مُحددة بدقة بسبب الطبيعة الإحصائية لتشكل فجوة الشرارة. قد تُظهر ذروة الضغوط المحرقية لأنظمة فجوة الشرارة تغيرات من نبضة إلى نبضة تتجاوز ٥٠٪ بينما يؤمن النظام الكهرومغناطيسي المتطور دقة تكرار أفضل من ٣٪.

الأنواع الرئيسية الثلاثة لمصادر موجة الصدم من أجل تفتيت الحصى هي:

١- طريقة انفجار البلاسما.

٢- نظام كهرومغناطيسي.

٣- نظام السيراميك الضغطي.

تُربط مصادر التحريض بطرائق التركيز التالية:

١- عاكس قطع ناقص.

٢- تركيز بعدسات صوتية.

٣- مصدر تركيز ذاتي.

من المهم إدراك أن طريقتي التحريض والتركيز يجب أن توافق بعضها البعض.

طريقة انفجار البلاسما: كان توليد موجة الصدم بانفجار البلاسما في فجوة شرارة عالية الجهد الطريقة المُبتكرة والتي عملت بموجبها أول مفتتات الحصى Dornier ذات موجة الصدم من خارج الجسم. وما تزال بعض الأنظمة حتى يومنا هذا تعمل بهذه الطريقة.

يتم في هذه الطريقة تفريغ شحنة مكثف عبر الكترودين متقابلين موضوعين عند المحرق الأول لقطع ناقص شبه دوار في حوض. تتشكل قناة بلاسما موصلة بين الالكترودين وتتوسع بسرعة فوق صوتية. إن موجة الانضغاط الناتجة في الماء هي موجة صدم بجبهة صاعدة بشكل حاد. إن السرعة الابتدائية للانتشار القطري لموجة الصدم أكبر بكثير من السرعة الطبيعية للصوت في الماء ولكنها سريعة التباطؤ باتجاهها.

تنخفض ذروة ضغط موجة الصدم مع المسافة بسرعة أكبر من المتوقع للموجة صغيرة المطال وذلك بسبب لا خطية الامتصاص. يمكن تركيز موجة الصدم الناتجة بمساعدة عاكس قطع ناقص شبه دوار كما هو مبين في الشكل (أ ٣١,٥).

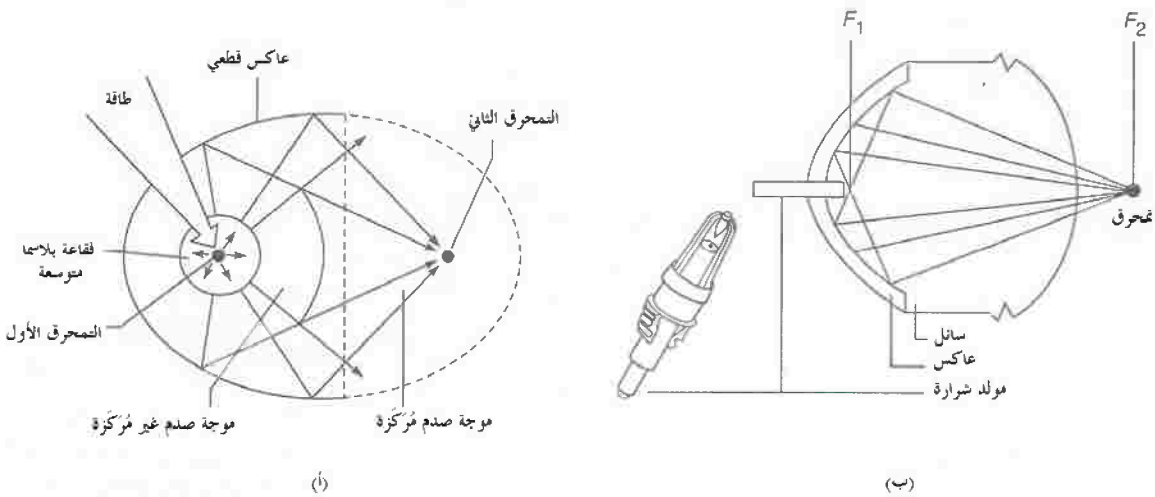
تُستخدم مطالات ضغط عظمى ٢٠٠٠-٣٠٠٠ بار في تفتيت الحصى رغم أن الحصى تتفتت بِعُشر هذا المستوى. عند معالجة الحصى لا يكمن السؤال في تطبيق الضغط الأعظمي من البداية وإنما تطبيق الضغط الكافي لتحقيق النجاح ضمن فترة زمنية معقولة.

إن مسار النسج الطرية الذي يقع ضمن الطول المحرقي بين عدسة أنبوب الصدم ومحرقها هو دائماً وبشكل طبيعي ذو طول مختلف. يتم التعويض عن ذلك بوسادة ممتلئة بالماء مُطبقة بضغط ثابت على جلد المريض. توضع أقراص جل مبلل بين سطح الوسادة والجلد أو يتم استخدام جل ترابط. يُقدح تحرير موجة الصدم عموماً ببوابة تنفس مُختارة مُسبقاً. يمكن صدم الحصاة المحمولة مع حركات التنفس بدقة قريبة من ١٠٠٪ ولا تتعرض النسج التي لا تحتوي على الحصاة إلى محرق موجة الصدم بشكل غير ضروري.

غُمر المريض في الماء (حوض) في آلات الجيل الأول التي اعتمدت على هذا المبدأ. أما في آلة الجيل الثاني فقد احتوى العاكس على ماء تم احتواءه في غشاء مطاطي. يُسبب الشرر المتولد في وسط مائي إلى توليد موضعي للبخار على شكل موجة الصدم الأولية وينتشر بشكل كروي. تنعكس موجات الدم الأولية هذه من قِبَل الجدار المعدني للعاكس والذي يُمَركِزُها عند النقطة F_2 كما هو مبين في الشكل رقم (ب ٣١,٥).

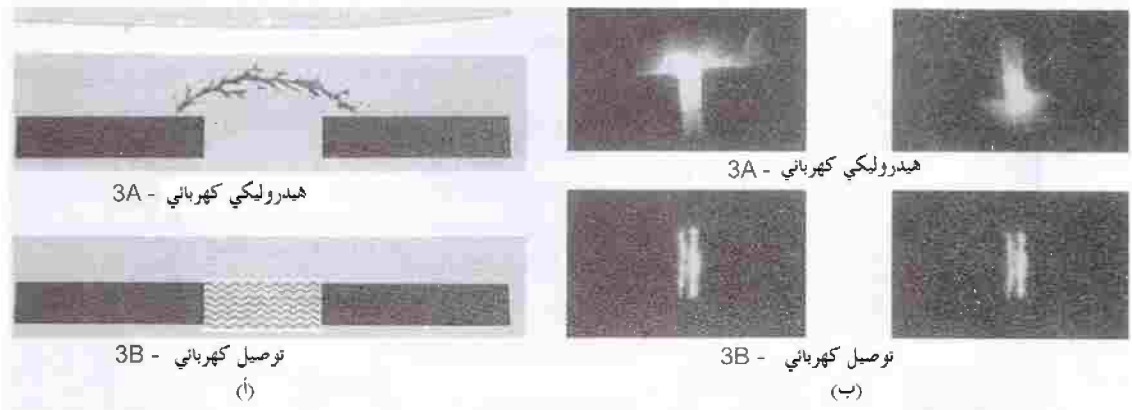
تم تجهيز نظام (Nova)، المُصَنَّع في شركة (Direx Medical System, Ltd.) الأمريكية، بنوعين من العاكسات: معيارية وصغيرة بفتحات ٢٤٠ ميليمتر و١٨١ ميليمتر على التوالي. تُنتج هذه العاكسات بؤر محرقية مختلفة القياس. تبلغ أبعاد البؤرة المحرقية للعاكسات الصغيرة ٥×٥×١٧ ميليمتر بينما تبلغ أبعاد البؤرة المحرقية للعاكسات المعيارية ٣×٣×١٤ مليمتر. إن الصدمات الناتجة بوسائل العاكسات المعيارية أقل ألماً بسبب مساحة الاتصال الأكبر مع المريض إلا أنها أقل فاعليةً.

يتآكل رأس الإلكترود في نظام انفجار البلاسما مع كل عملية تفريغ شحنة مؤدياً إلى ازدياد المسافة بين الرؤوس مع الاستخدام والتي قد تُصبح كبير جداً لتوليد الشرر. وبذلك، يجب تغيير الالكترودات في مثل هذه الحالة.



الشكل رقم (٣١,٥). (أ) مصدر البلاسما المُنفَجِرة مع عاكس قطع ناقص. (ب) توليد موجة الصدم. انفجار البلاسما عبر فجوة الشرر تحت الماء، والتمركز بعواكس قطع ناقص.

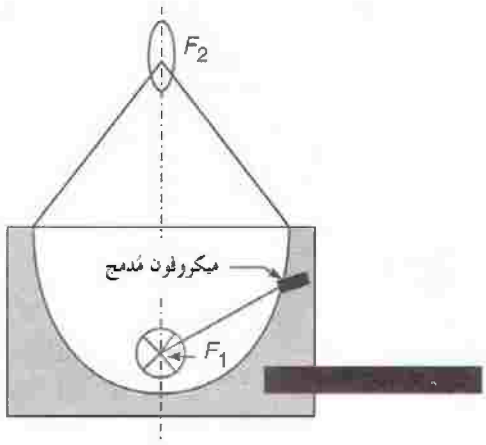
يُعتبر مُوَلِّد موجة الصدم بالتوصيل الكهربائي، المُستخدم في نظام (SONOLITH 4000$^+$) من شركة (Technomed Medical Systems) الفرنسية، هو تطوير على الطريقة الكهربائية الهيدروليكية. تتولد موجة الصدم في هذا النظام (الشكل رقم ٣١,٦) في محلول كهرليتي عالي التوصيل ويُجبر تفريغ الشحنة أن يسلك مساراً دقيقاً قابلاً للتكرار. تتولد موجات الصدم بشكل متكرر ودقيق في نفس الموقع الهندسي (F_1) وبشدة مستقرة بين الصدمات.



الشكل رقم (٣١,٦). (أ) مسار الطاقة عند F1 (ب) تشكُل تفريغ الشحنة بين القطب الموجب والقطب السالب، (١) كهربائي هيدروليكي، (٢) توصيل كهربائي.

كما تتحسن بنفس الوقت الفعالية الكهربائية الصوتية بشكل كبير بسبب التحرير الأسرع للطاقة. تُرَكَز موجات الصدم بواسطة عاكس قطع ناقص قليل العمق صُمِمَت مؤشراته الهندسية بشكل خاص من أجل تقنية التوصيلية الكهربائية مما يؤدي إلى تخفيض المستوى الزوجي. يتم عند النقطة F_2 تخفيض أبعاد حجم التمحرق وَتشَتُت الضغط إلى الحدود الدنيا بينما تزداد كثافة الطاقة على الحصاة إلى حد أعظمي ويكون تفتيت الحصاة أفضل ما يمكن. تُعطي هذه التقنية خطية تامة بين وضعيات الطاقة وفعالية التفتيت (Flam et al, 1994).

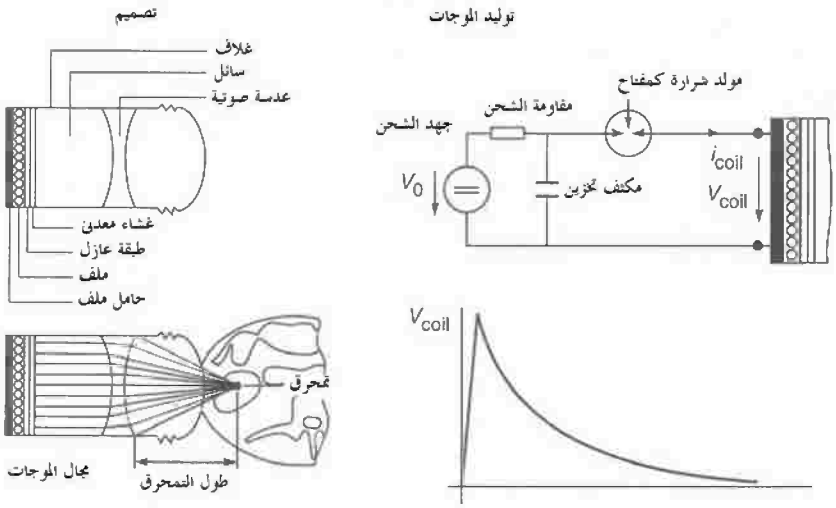
يتم باستخدام سماعة مائية مدمجة (الشكل رقم ٣١,٧) تسجيل وإظهار الضغط الفعلي المُطبق مما يسمح للطبيب بأن يُدير المعالجة مباشرة من خلال الضغط بدلاً من وضعيات الكيلو فولت.



الشكل رقم (٣١,٧). استخدام سماعة مائية لمراقبة الضغط المُطبق بالموجة الصوتية.

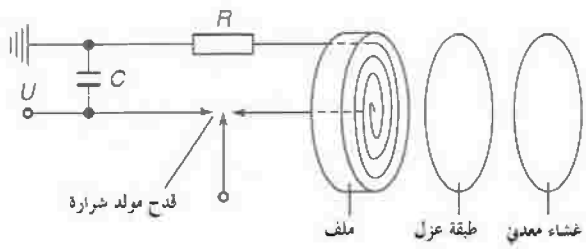
النظام الكهرومغناطيسي: يبين الشكل رقم (٣١,٨) توضيحاً لنظام توليد موجات الصدم كهرومغناطيسياً (وتعرف كذلك بالكهروديناميكية)، كما يبين الشكل بُنية أنبوب الصدم ومقطع عرضي لملف وحيد الطبقة مُلتف حلزونياً. يُشكل كُلاً من الملف والغشاء المعدني المسطح المعزول كهربائياً والموضوع فوق الملف مولد الاهتزاز الفعلي. عندما تُرسل نبضة تيار كهربائي عبر الملف، فإنه يُنتج شدة حقل مغناطيسي متزايدة بشكل سريع تُحرض تيارات إعصارية في الغشاء المعدني المتجانس.

كما تُنتِج هذه التيارات الإعصارية حقلاً مغناطيسياً معاكساً لحقل الملف وذلك اعتماداً على قانون التحريض الكهرومغناطيسي. بناءً عليه يرتد الغشاء وينقل القوة المحركة الميكانيكية المحررة إلى عمود الماء. تنتقل الموجة من الغشاء وتصبح موجة صدم بعد مرورها عبر عدسات التركيز (Pfeiler et al, 1989).



الشكل رقم (٣١,٨). توليد موجة الصدم، نظام كهرومغناطيسي مع عدسات تركيز. تشكل النبضة الكهربائية من الملف مجالاً مغناطيسياً يحرض تيارات إعصارية في الغشاء المعدني. وبناءً عليه يرتد الغشاء.

إن عدسات التجميع، بعكس العدسات المستخدم في الضوء، هي عدسات مقعرة باعتبار أن للماء معامل انكسار أعلى من معامل انكسار معدن العدسة. تُوَلَّد نبضة التيار في الملف بتفريغ شحنة مكثف عالي الجهد مشحون إلى ١٠-٢٠ كيلو فولت ومُتصل مع الملف عبر فجوة شرر مضبوطة (الشكل رقم ٣١,٩).

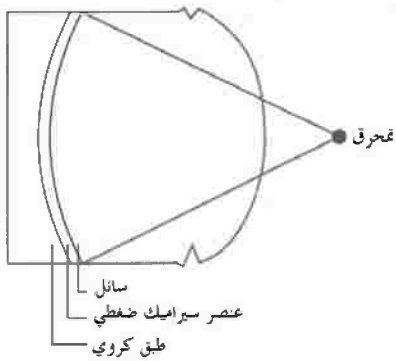


الشكل رقم (٣١,٩). مخططاً توضيحياً لمصدر صوت كهرومغناطيسي. عن (after Pfeiler, 1989).

يستخدم الشكل المُطَوَّر لجهاز موجة الصدم الكهرومغناطيسي نظام ملف اسطواني مع عاكس بشكل قطع مكافئ حيث يؤمن تطورات مهمة على نظام الملف المسطح مع التركيز بالعدسة. تُركز جبهة الموجة الاسطوانية فعلياً بدون أي ضياع في الطاقة بواسطة عاكس قطع مكافئ دوار. كما يؤمن بنفس الوقت مكاناً مناسباً على المحور المركزي لتطبيق التحديد الآني للموقع إما بالأشعة السينية أو بمبدلات فوق صوتية. يمكن مشاهدة التعاقب الزمني

لجبهات موجات الصدم منتشرةً باتجاه نقطة التمحرق باستخدام التقنية التي تُدعى (schlierenoptics). يتم إظهار فقاعات التجويف والتي يُنسب إليها لَعِب دور مهم في تفتيت الحصاة وكذلك في تطبيقات تقويم العظام.

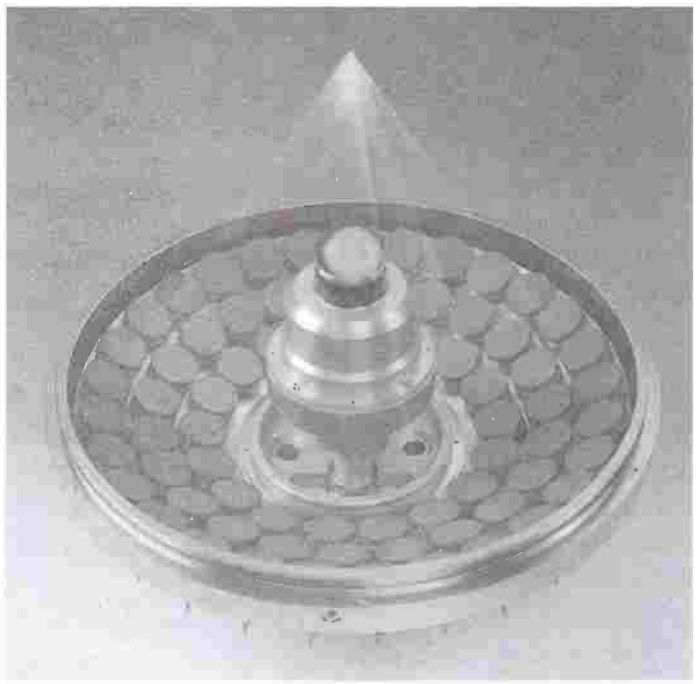
نظام السيراميك الضغطي: يعمل المبدأ الكهرضغطي على القيادة بآن واحد لعدة مئات من العناصر الضغطية مُثبتة على صحن كروي مما يؤمن موجات كروية ذاتية التمركز. يبين الشكل رقم (٣١,١٠) هذا النظام.



الشكل رقم (٣١,١٠). توليد موجة الصدم، نظام كهرضغطي مع هندسية مهتز التركيز. يمكن أن يتألف المهتز السيراميكي المنحني بشكل كروي من فسيفساء من عناصر مهتزة مسطحة صغيرة.

بعكس أنبوب الصدم الكهربائي الديناميكي، يتم تركيز المجال المفيد من الموجات مباشرة بعد تشكلها بواسطة عدسة. تتبدد الموجة المُرتَحِلة إلى اليسار في حوض صوتي لتفادي انعكاسات التشويش. يمكن توليد نبضات جهد عالي بنفس الطريقة المستخدمة في النظام الكهرومغناطيسي. إلا أن النظام الكهرضغطي يعمل على جهد عالي أخفض مقارنة مع النظام الكهربائي الديناميكي.

يُرتب حتى ٢٠٠٠ عنصر سيراميكي ضغطي، في الأنظمة الحالية المستخدمة إكلينيكياً من أجل تفتيت الحصى، على السطح الداخلي لجزء كروي داعم (الشكل رقم ٣١,١١). عند تطبيق قفزة جهد، بتفريغ شحنة مكثف على سبيل المثال، يتغير طول العناصر بسبب التأثير الكهرضغطي حيث ينزاح سطحها وتَصدُر نبضة صوتية. تُصَمَم العناصر، المصنوعة من سيراميك PZT على سبيل المثال، من أجل خرج عالي الطاقة لتُستخدم في تفتيت الحصى. تتطلب هذه العناصر مقاومة انهيار كهربائية عالية وخلفية ذات تصميم خاص لزيادة فعاليتها وتخفيض النبضات الثانوية غير المرغوبة. يجب مماثلة ممانعة الشبكة الكهربائية والتابع الزمني لقفزة الجهد مع المُميزات الصوتية الكهربائية للعناصر السيراميكية بحيث يتم إصدار نبضة واحدة بشكل أساسي بشدة عالية ومطال منخفض للتخلخل.



الشكل رقم (٣١,١١). صورة داخلية لرأس معالجة لتفتيت الحصى باستخدام عناصر سيراميكية كهرضغطية. عن (Courtesy: EDAP International S.A.).

تُقدم بعض الأنظمة تشكيلة من العواكس سهلة التبديل تسمح للطبيب بِأقلَمِة المعالجة وفقاً للحاجة الخاصة للمريض. تؤمن هذه الميزة إمكانية المماثلة الدقيقة لكل من حجم وقوام الحصاة وكذلك مستوى تَحَمُّل المريض للألم. يمكن للطبيب أن يُقرر العاكس المناسب للمعالجة المحددة ما إن يتم تحديد نوع الحصى على محطة عمل الصور.

الربط : يُستخدم وسط ناقل لربط موجات الصدم إلى جسم الإنسان لتخفيض وجود الهواء إلى الحدود الدنيا ولتأمين انتشار غير مُشَوَّش للنبضة الصوتية. كذلك يساعد الوسط بالحصول على تماثل جيد بين الممانعة الصوتية والممانعة الصوتية لجلد الإنسان مما يُخفض انعكاس نبضة الصوت عند الجلد إلى الحد الأدنى.

يؤمن الحوض المفتوح أفضل ربط صوتي ولكنه يُقيد وضعية المريض والتعامل معه. ومع ذلك، يُحَتِم استخدام الحوض ضرورة التعامل مع حجوم كبيرة من الماء النظيف وإجراءات أمان مناسبة لتخفيض المخاطر الكهربائية على المريض.

تحتاج الأنظمة المُغلَقَة المزودة بغشاء ربط مرن إلى تحضير وتدوير الماء ولكنها تتطلب حجم أقل بكثير وعزل أقل للمريض عن المصدر. يجب أن تُماثِل ممانعة مادة الغشاء الممانعة الصوتية للماء. يتأمن الربط مع الجلد بواسطة طبقة جل زيتي إضافية مشابهة للجل المُستخدم في التصوير بالأمواج فوق الصوتية.

(٣١,٣,٢) التصوير Imaging

يُستخدم التنظير التألقي بالأشعة السينية وكذلك المسح بالأمواج فوق الصوتية بالنمط B كإجراءات التصوير الوحيدة في تفتيت الحصى. يُعتَبَر التصوير بالأشعة السينية الطريقة الأفضل لتشخيص ما قبل المعالجة وللتحكم الفوري وطويل الأمد بعد المعالجة بموجات الصدم. يُستخدم، من أجل أفضل تنظير تألقي، مولِّدي أشعة سينية وكذلك مُعَزِزَي صورة بمستويات تصوير مختلفة.

تَظهَر الصورة الشعاعية على شاشة حاسوب عالية الوضوحية مُثبتة على لوحة التحكم. يمكن للحاسوب، وباستخدام تحكم رقمي بالصورة، أن يُحَسِّن تباين صورة الحصاة وكذلك تخزين سلسلة كاملة من الصور على وسط مغناطيسي خلال المعالجة. يتميز المسح بالأمواج فوق الصوتية بالنمط B باحتمال التصوير المباشر وبالتخلص من الإشعاع المؤين. أما سلبياته فهي ضرورة توظيف أشخاص مُدَرَبين بشكل جيد في التصوير بالأمواج فوق الصوتية لمراقبة الإجراء بشكل دائم وكذلك الوضوحية الحيزية الأقل من الوضوحية بالأشعة السينية وصعوبة إظهار حصى الحالب.

يتوضع في الأنظمة ذات التصوير فوق الصوتي المُدمج مجس فوق صوت مقطعي (٣,٥ ميغاهرتز) مركزياً في مصدر موجة الصدم ويتجه باتجاه المحرق. وباعتبار أن المجس يُظهر فقط صورة مستوى واحد فيجب تدويره لمسح الحجم بأكمله. يتطور التصوير وتَسهُل طريقة العمل عندما يتوفر مجس أمواج فوق صوتية ثاني.

يجب أن تُزَوَّد مفتتات الحصى المخصصة للتفتيت العام للحصى بإمكانات التصوير بالأشعة السينية والأمواج فوق الصوتية معاً. يسمح مثل هذا النظام، المُزَوَّد برأس موجة صدم كهرومغناطيسي مع مصفوفة تخطيط صدى مُدمجة، بمتابعة تَقَدُم المعالجة بشكل مرئي ومستمر على طول مسار موجة الصدم وبدون إزعاج المريض. إن للنظام المُهتز المُوَلِّد لموجة الصدم، والموجود في رأس موج الصدم، انبعاج في مركزه يستقر فيه مجس تخطيط الصدى والذي يمكن تدويره حول محوره الخاص وضبطه على طول محوره.

يتم البحث عن الحصاة في المنطقة المُتَوقَعة بتدوير مجس تخطيط الصدى. تُصبح الحصاة مرئية عندما تقع في مستوى التصوير فوق الصوتي. عندئذ يُضبط رأس موجة الصدم بأكمله بحيث تقع الحصاة ضمن نقطة الهدف المُبَيَنة على المونيتور والتي توافق تمركز موجة الصدم.

كما يسمح التصوير بالأمواج فوق الصوتية، إضافة إلى المساعدة في تحديد مكان الحصاة، بالمراقبة خلال تطبيق أمواج الصدم وبالتالي يساعد في ضبط الصدمات الناجحة. بعد أن يأخذ المريض مكانه يمكن التعويض عن التغيرات الصغيرة في مكان الحصاة بتحريك مصدر موجة الصدم ومجس تخطيط الصدى ضمن رأس موجة الصدم من دون تغيير الربط لرأس موجة الصدم. يخدم وجود رأس موجة صدم تحت الطاولة مع توجيه الأشعة السينية ورأس موجة صدم فوق الطاولة وكذلك التصوير فوق الصوتي المُدمج بتطبيقات عظمى في تفتيت الحصى.

(٣١,٣,٣) طاولة المريض Patient Table

تُرتَّب مصادر موجة الصدم في معظم أنظمة معالجة حصى الكلية والبول في أسفل الهيكلية الداعمة للمريض. من أجل توجيه التركيز نحو الحصاة يتم إما تحريك الطاولة مع المريض أو، بعد التَوَضُّع المناسب، ضبط مصدر موجة الصدم. وبوجود مصدرين متناظرين لموجات الصدم، يستلقي المريض على ظهره بغض النظر فيما إذا كانت الكلية التي تخضع للعلاج هي اليسارية أم اليمينية. تُجَهَّز طاولة المريض بمحركات تسمح بالحركة في الاتجاهات الثلاثة. يمكن التحكم بالطاولة مباشرة من لوحة التحكم التي تسمح بقابلية وضع المريض وفقاً لثلاثة محاور إحداثية وتؤمن الوصول إلى المنطقة القطنية للمريض. تحتوي الطاولة على فتحة تسمح للمنطقة القطنية للمريض بالاتصال مع غشاء مطلي بالزيت يربط المريض صوتياً مع النظام المائي.

(٣١,٣,٤) المراقبة وتوليد القدح Monitoring and Trigger Generation

كان من الضروري مراقبة وضبط التخدير في مفتت الحصى Dornier الأساسي سواء أكانت المعالجة تمت تحت التخدير العام أو الموضعي. مع تزايد الخبرة وتطور مفتتات الحصى المتقدمة فقد أصبحت الحاجة إلى التخدير فقط وفقاً لحاجة المريض أو عندما تكون إجراءات تداخلات أخرى ضرورية. ومع ذلك يُنصح بمراقبة القلب حتى لو تمت المعالجة بمفتت الحصى لأنه تَبَيَّن حدوث رد فعل في النظام الدوراني، مثل الانقباضات الإضافية، في نسبة قليلة من المرضى.

تُستخدم في مثل هذه الحالات دورة القلب لقدح موجات الصدم كإجراء وقائي. يمكن استخدام أي مونيتور ECG يؤمن مُزامن موجة R من نوع TTL (منطق ترانوستور- ترانزستور) بجهد ١ فولت أو إشارة خرج مزيل رجفان تزامنية من أجل تزامن موجات الصدم مع نبضات قلب المريض.

تنزاح الكلية وبالتالي الحصاة بشكل دوري مع التنفس. يمكن تحسين فعالية معالجة حصى الكلية وبالتالي تعريض المريض لعدد أقل من موجات الصدم عندما يتم تبويب قدح موجات الصدم مع دورة التنفس، حيث يُفضل عادة طور الزفير. تأخذ عملية العلاج عادة ٣٠-٩٠ دقيقة لا تتضمن تحضير المريض والإجراءات المترافقة.

تتألف المعالجة من متوسط ١٥٠٠ صدمة تقريباً (تتراوح من ٣٠٠-٢٠٠٠) ينخفض بعدها حجم الحصاة إلى أجزاء بقياس ١-٢ ميليمتر تمر بشكل عفوي أسفل الحالب عادة خلال ٣٠ يوماً. تُعطى الصدمات بشكل عام بسلسلة من ١٠٠-١٥٠ نبضة يتبعها تأكيد تنظيري تألقي أن الحصاة أو الأجزاء الكبيرة تقع في "المحرق الثاني". يُعطى المريض توجيهات بعد معالجة ESWL لشرب كمية كافية من السوائل لصنع ٢ كوارت (١ كوارت = ربع جالون) من البول يومياً وتخزين البول لأسبوع من أجل تجميع أجزاء الحصاة بهدف التحليل. يتوقف البول الدموي، والذي يحدث عادة بعد ٢٠٠ صدمة أولية عند جميع المرضى، خلال بضعة ساعات إلى ١-٢ يوم. قد يستأنف غالبية المرضى النشاط الكامل بعد يومين.

(٣١,٤) المعالجة بموجة الصدم من خارج الجسم
Extra-Corporeal Shock-Wave Therapy

طَبَّقَ (Valchanov and Michailov, 1991) ولأول مرة عند الإنسان المعالجة بموجة الصدم من خارج الجسم للتطبيقات العظمية. ونجح فيما بعد العديد من المجموعات الطبية في استخدام موجات الصدم بمستويات طاقة مختلفة لمعالجة آلام العظمية (Schleberger and Senge, 1992).

بعكس أجهزة تفتيت الحصى المخصصة لتفتيت حصى الجسم مثل حصى الكلية والحالب، يجب على جهاز موجة الصدم من خارج الجسم المخصص لأغراض الجراحة العظمية والرَّضوخ أن يُحقق احتياجات مختلفة.

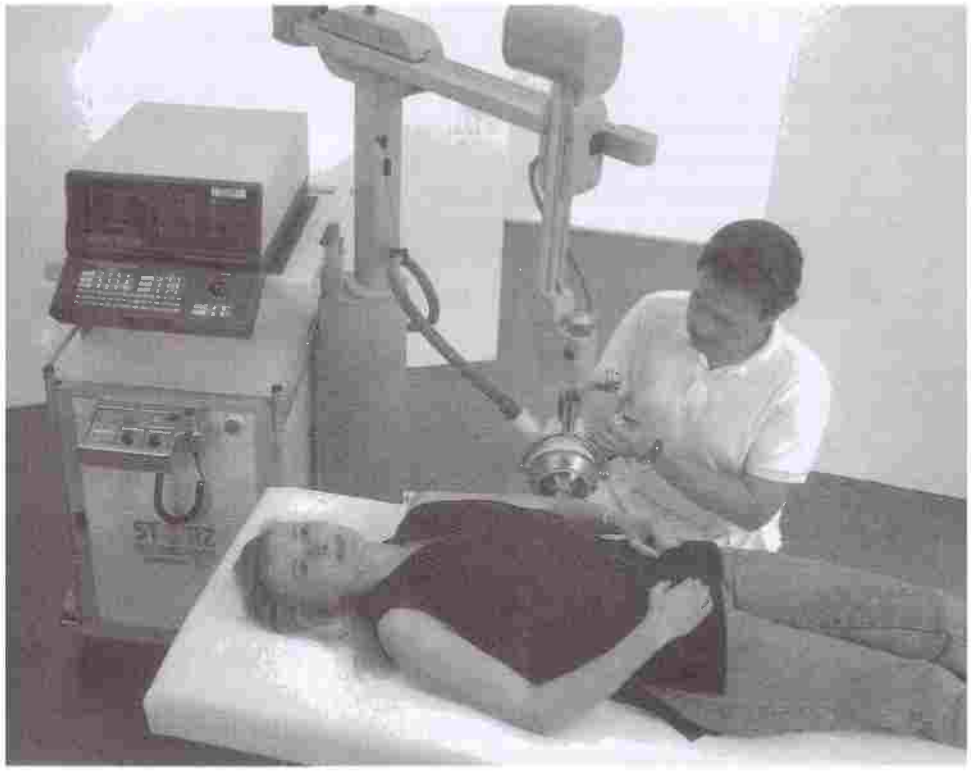
مُطَبِّق موجة الصدم المرن: باعتبار أن منطقة التطبيق ليست محدودة لمنطقة البطن بل يمكنها أن تنتشر على كامل أنحاء الجسم من الكَتِف إلى باطن القدم، يجب أن يكون مُطَبِّق موجة الصدم مرن جداً من أجل التوضع المُريح والضبط الدقيق للمتابعة السهلة لأعلى نقطة إحساس بالألم.

التحديد الآني للموقع بالأمواج فوق الصوتية: رغم أن التحديد العام للهدف يتم من خلال التفاعل بين المريض والمُشَغِّل، هناك حاجة لتصوير منطقة الاهتمام بالأمواج فوق الصوتية من أجل تحديد الموقع بشكل دقيق. يؤمن مُبَدِل أمواج فوق صوتية آني مُدمج في رأس موجة الصدم أفضل دقة في تحديد الهدف وسهولة وصول فعلية إلى جميع المناطق التشريحية الممكنة.

مُنَاوِر تحديد الهدف: يتم تَتَبُع أعلى نقطة إحساس بالألم، كما ذُكِرَ أعلاه، بالتغيير المتكرر لموضع منطقة التمحرق. يتم التعرف على الإزاحات الصغيرة في تمركز العلاج من قِبَل المريض حيث يتم التوجيه بالتفاعل الشفهي مع المُشَغِّل. تتطلب المناورة الدقيقة لموقع التمحرق ترتيباً ميكانيكياً مناسباً.

جرعة الطاقة والمجال الديناميكي: يجب أن يكون كلاً من مستوى الطاقة المناسب وحَّد الإحساس بالألم الممكن تحمله خلال المعالجة بالصدمة قابلين للضبط بشكل إفرادي، اعتمادا على الأعراض المختلفة والأشخاص، كما يجب أن تبقى ثابتة إلا إذا تم تغييرها عَمداً. لقد تأكَدَ أمان وفعالية مستويات الطاقة من ٠,٠٣ إلى ٠,٥ ميلي جول/ميليمتر مربع من أجل معظم الأعراض.

يبين الشكل رقم (٣١,١٢) جهازاً مشهوراً من شركة (STOERZ Medical) السويسرية يوافق وبشكل جيد جميع المتطلبات المذكورة أعلاه. وهو جهاز مُدمج نقَّال ويتميز برأس موجة صدم مرن جداً مُركَّب على ذراع مِفصلي يسمح تقريباً بالحركة غير المُقَيَّدة لتغطية جميع مناطق ذات الاهتمام. يتلاءم التصميم الاسطواني لمصدر موجة الصدم وبشكل مثالي مع الدمج متحد المحور لمُبَدِل فوق صوتي مقطعي ٧,٥ ميغاهرتز عالي الوضوحية. بسبب الدمج المباشر للمُبدل ضمن وسادة الربط فإنه يتم توفير ميزة التوقف التام الآلي من أجل تحسين نوعية الصور المُستَعجَلة في التصوير فوق الصوتي للعظام. يمكن أن يكون تجهيز التصوير فوق الصوتي اختيارياً بعدة مُبدلات مصفوفية خطية ومنحنية مرغوبة في اختصاص العظمية.



الشكل رقم (٣١,١٢). رأس موجة الصدم مع تصوير فوق صوتي مدمج. يتوضع مجس تخطيط الصدى مركزياً في نظام اهتزاز موجة الصدم. عن (Courtesy: M/s Storez Medical Co.).

تُجرى المعالجة بطريقة "المريض الخارجي" حيث تُطَبَّق ١٥٠٠-٢٠٠٠ نبضة موجة صدم إلى نقطة أعلى إحساس بالألم إما بدون أية أدوية أو بمساعدة أدوية مُسَكِنة تحت الجلد. يتطلب تقريباً ٥٠-١٠٠ نبضة في نقطة وحيدة من أجل تخفيض إحساس الألم. يتم إصدار موجات الصدم بمعدل ١ و١,٥ و٢ نبضة بالثانية وتستمر جلسة العلاج إضافة إلى تحديد الهدف وتغيير الموضع ٢٠-٤٠ دقيقة. اعتماداً على نظرية التحكم المنعكس، تؤمن ١-٥ جلسات علاجية نتيجة علاج جيدة. إن مستويات الطاقة المُطَبَقة هي ٠,٠٣ إلى ٠,٢٥ ميلي جول/مليمتر مربع.